

Рис. 1. Структурная схема

На данном этапе создан макетный экземпляр. В дальнейшем планируется модернизировать прибор, добавив блок управления и систему индикации. В качестве управляющего элемента планируется использовать микроконтроллер, который позволит создать интерфейс с возможностью выбора параметров облучения и длительности процедуры.

1. В.М. Боголюбов, Г.Н. Пономаренко, Общая физиотерапия: Учебник для студентов медицинских ВУЗов, Изд. 3-е перераб., Медицина, 432, (2003).
2. Ф.Е. Шуберт, Светодиоды, Физматлит, 496, (2008).

## СИСТЕМА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПУЛЬСА ЧЕЛОВЕКА ПО ЕГО ВИДЕОИЗОБРАЖЕНИЮ

Пуртов К.С.<sup>1\*</sup>, Вершинин А.И.<sup>1</sup>

<sup>1)</sup> Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б.Н. Ельцина, г. Екатеринбург, Россия

\*E-mail: [k.s.purtov@gmail.com](mailto:k.s.purtov@gmail.com)

## MONITORING OF HEART RATE USING VIDEO ANALYSIS

Purtov K.S.<sup>1\*</sup>, Vershinin A.I.<sup>1</sup>

<sup>1)</sup> Ural Federal University, Yekaterinburg, Russia

A new approach to the monitoring of heart rate using video from digital RGB camera is presented.

В последнее время для бесконтактного измерения пульса развиваются методы, основанные на анализе изменения кровенаполнения кожных покровов. В этом случае источником информации может быть видеоизображение лица человека, а в качестве информативных признаков используются колебания цвета покровных тканей, вызванные пульсовой волной и изменением сатурации крови [1-2]. При измерениях используется диапазон длин волн 510-590 нм, что соответствует переходу от зеленого цвета в желтый [3].

Анализ опубликованных материалов позволил определить цели и задачи работы, решение которых потенциально повышает эффективность оценки параметров исследуемых систем за счет минимизации влияния на результаты измерения вариабельности пульса различных дестабилизирующих факторов и организации вычислительного процесса в реальном времени.

Нами разработан алгоритм определения сигнала фотоплетизмограммы (RPPG) по видеоизображению с использованием цифровой RGB видеокамеры.

Основные шаги алгоритма следующие:

1. Видеоизображение передается на персональный компьютер в несжатом виде в формате RGB.
2. Определяются ключевые точки на лице. Время обработки одного кадра не должно превышать 0,015 сек при сохранении высокой точности определения координат точек на кадре. Это позволяет без существенного запаздывания следить за изменением положения лица.
3. Формируем зону для измерения в области лба между внутренними уголками глаз.
4. Исключаем в цветовом пространстве HSV выбранной зоны участки, в которых отсутствует кожа.
5. Разбиваем зону измерения на несколько участков. Производим на каждом из них пространственное усреднение яркости пикселей.
6. Производим интерполяцию каждого сигнала до 256 Гц с помощью кубической сплайн-функции.
7. Нормализуем сигналы при помощи вычитания среднего значения и деления на среднеквадратичное отклонение.
8. Методом главных компонент определяем совокупность сигналов, в которых изменение радиояркости происходит в одинаковом направлении.
9. Производим фильтрацию полученных сигналов с помощью полосового фильтра Баттерворда 5 порядка для области частот, соответствующих ритму от 20 до 150 1/мин.
10. Производим детектирование пиков полученной временной последовательности с помощью алгоритма Eli Billauer (<https://gist.github.com/schlady/1576079>).

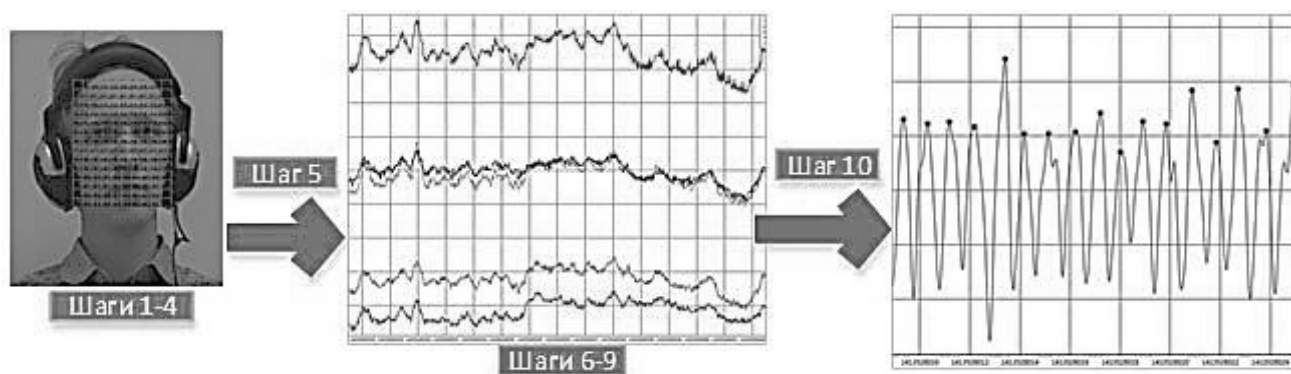


Рис. 1. Иллюстрация процесса обработки сигнала

1. McDuff D., et al., Remote Detection of Photoplethysmographic Systolic and Diastolic Peaks Using a Digital Camera, Trans. on Biomed. Eng., IEEE (2014).
2. Verkruyse W., et al., Remote plethysmographic imaging using ambient light, Opt. Express, 16 (2008).
3. Cui W.J., et al., In vivo reflectance of blood and tissue as a function of light wavelength, IEEE Trans. Biomed. Eng., 37(6), 632 (1990).

## **ВЛИЯНИЕ ВОЗРАСТА НА ЭФФЕКТИВНОСТЬ МЕХАНИЧЕСКОЙ РАБОТЫ ПАПИЛЛЯРНОЙ МЫШЦЫ КРЫСЫ**

Семеняк Д.Н.<sup>1\*</sup>, Смолюк Л.Т.<sup>2</sup>, Проценко Ю.Л.<sup>2</sup>

<sup>1)</sup> Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б.Н. Ельцина, г. Екатеринбург, Россия

<sup>2)</sup> Институт иммунологии и физиологии Уральского отделения РАН, г. Екатеринбург, Россия

\*E-mail: [semenyak.d@gmail.com](mailto:semenyak.d@gmail.com)

## **INFLUENCE OF AGE ON MECHANICAL EFFICIENCY OF RAT PAPILLARY MUSCLE**

Semeniak D.N.<sup>1\*</sup>, Smoluk L.T.<sup>2</sup>, Protsenko Yu.L.<sup>2</sup>

<sup>1)</sup> Ural Federal University, Yekaterinburg, Russia

<sup>2)</sup> Institute of Immunology and Physiology of the Ural branch of the RAS, Yekaterinburg, Russia

The problem of quantitative characterization of the effectiveness of the cardiac muscle, in particular, extraction of the accurate energy values consumed by myocardium in the cardiac cycle is a real challenge for modern biomechanics. Fortunately, experiments with isolated papillary muscle allow estimation of energy consumptions. Current work describes the results of experimental study of the effectiveness of papillary muscle work in rat hearts depending on the age.

Известно, что у разных животных энергия, затрачиваемая в цикле «сокращение-расслабление» сердечной мышцы, соответствует площади под кривой силы развиваемой изолированной папиллярной мышцей, как функции от длины мышцы (вязкоупругий гистерезис) [1]. Проведено исследование характеристик вязкоупругого гистерезиса при циклическом пилообразном изменении длины папиллярных мышц правого и левого желудочков сердца самцов крыс. Сопоставлены характеристики для молодых крыс (возраст 1.5 месяца) и зрелых животных (7 месяцев). Согласно разработанной ранее методике, экспериментальные данные получены при величинах преднагрузки  $0.92L_{\max}$  и  $0.96L_{\max}$  ( $L_{\max}$  – длина мышцы, соответствующая максимуму развития активной силы) в диапа-